

Method and apparatus for three-dimensional imaging of a moving examination subject, particularly for heart imaging

Patent number: DE10119228
Publication date: 2002-12-05
Inventor: BRUDER HERBERT (DE); MERTÉLMEIER THOMAS (DE)
Applicant: SIEMENS AG (DE)
Classification:
- international: A61B6/00; A61B5/0402
- european: A61B6/00D4; A61B6/00F
Application number: DE20011019228 20010419
Priority number(s): DE20011019228 20010419

Also published as:

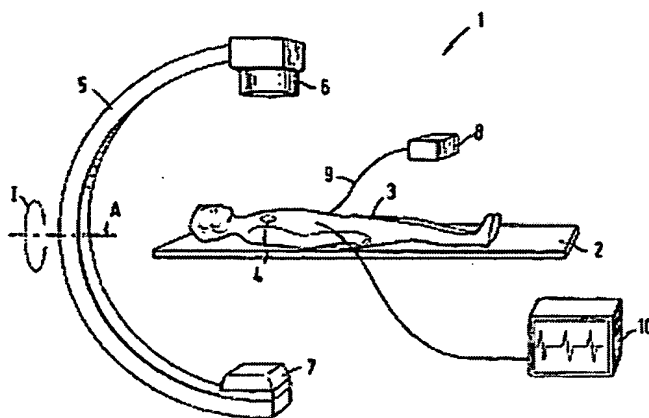


US6909769 (B2)
US2002181645 (A1)

Report a data error here

Abstract not available for DE10119228
Abstract of corresponding document: **US2002181645**

In a method and apparatus for three-dimensional imaging of a moving examination subject, particularly heart imaging with an examination apparatus having at least one C-arm with a radiation source and a radiation receiver, the C-arm rotates around the examination subject at least once through 180 DEG plus the radiation fan angle during the time span in which a contrast agent is in the examination subject for the registration of the two-dimensional projection images, on the basis of which a three-dimensional image reconstruction ensues.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)



①9 **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 101 19 228 A 1**

⑤① Int. Cl.7:
A 61 B 6/00
A 61 B 5/0402

②① Aktenzeichen: 101 19 228.2
②② Anmeldetag: 19. 4. 2001
④③ Offenlegungstag: 5. 12. 2002

DE 101 19 228 A 1

⑦① Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦② Erfinder:
Bruder, Herbert, Dr., 91315 Höchstadt, DE;
Mertelmeier, Thomas, Dr., 91058 Erlangen, DE

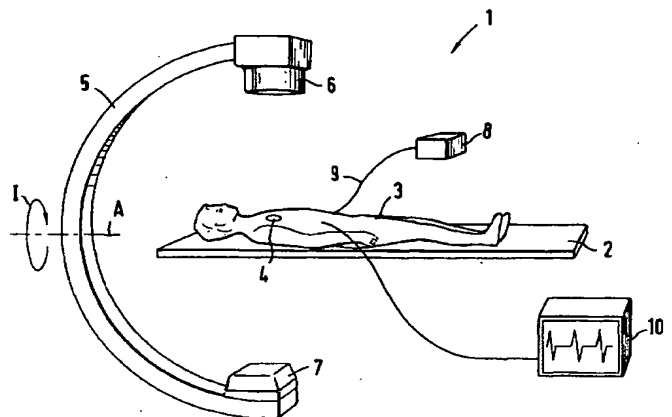
⑤⑥ Entgegenhaltungen:
DE 198 53 964 C1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung eines sich bewegenden Untersuchungsobjekts, insbesondere zur Herzbildgebung

⑤⑦ Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung eines sich bewegenden Untersuchungsobjekts, insbesondere zur Herzbildgebung, mit einer Untersuchungseinrichtung, umfassend wenigstens einen C-Bogen mit einer Strahlungsquelle und einem Strahlungsempfänger, wobei sich der C-Bogen zur Aufnahme von zweidimensionalen Projektionsbildern, anhand welcher eine dreidimensionale Bildrekonstruktion erfolgt, innerhalb der Zeitspanne, während der sich ein Kontrastmittel im Untersuchungsobjekt befindet, wenigstens einmal um wenigstens 180° zuzüglich des Strahlungsflächenwinkels um das Untersuchungsobjekt dreht.



DE 101 19 228 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung eines sich bewegenden Untersuchungsobjekts, insbesondere zur Herzbildgebung mit einer Untersuchungseinrichtung umfassend wenigstens einen C-Bogen mit einer Strahlungsquelle und einem Strahlungsempfänger.

[0002] Für derartige Untersuchungseinrichtungen bzw. Angiographieanlagen vom C-Bogentyp ist eine Standardanwendung die Aufnahme von Projektionsbildern aus einer oder aus wenigen verschiedenen Richtungen. Üblicherweise werden die Aufnahmen als zweidimensionale Projektionsbilder erstellt und als solche betrachtet. Lediglich bei der interventionellen Bildgebung zur Behandlung von Erkrankungen des Gefäßsystems im Gehirn werden anhand der aufgenommenen zweidimensionalen Projektionsbilder dreidimensionale Rekonstruktionen des Untersuchungsbereichs zur Darstellung eines dreidimensionalen Angiographiebildes genutzt. Die bekannten Möglichkeiten lassen jedoch nur die Untersuchung und dreidimensionale Darstellung ruhender Untersuchungsbereiche zu. Zur Herzbildgebung wäre es wünschenswert, dreidimensionale Darstellungen des Herzens in unterschiedlichen Herzphasen erstellen zu können, um hierüber insbesondere die Koronargefäße untersuchen zu können. Dies scheitert jedoch daran, dass innerhalb der sehr kurzen Zeit, während welcher sich das für die Projektionsbildaufnahme erforderliche zugegebene Kontrastmittel im Untersuchungsbereich befindet, zu wenig Projektionsbilder zur gleichen Herzphase mittels der Untersuchungseinrichtung aufgenommen werden können. Die übliche Kontrastmittelverweilzeit im Untersuchungsbereich, also z. B. den Koronargefäßen beträgt nur etwa zwei Sekunden bei einer üblichen Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogens von 20°/s. Dies bedeutet, dass man bei einem angenommenen Puls von 60, d. h. eine Herzfrequenz von 1 Hz, lediglich zwei Projektionen aus verschiedenen Winkeln zur gleichen Herzphase erhält, die für die 3D-Rekonstruktion zur Verfügung stehen. Hiermit lässt sich keine aussagekräftige dreidimensionale Darstellung rekonstruieren.

[0003] Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, ein Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung eines sich bewegenden Untersuchungsobjekts, also z. B. des Herzens anzugeben, das eine hinreichend genaue und aussagekräftige dreidimensionale Rekonstruktion des Untersuchungsbereichs zulässt.

[0004] Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Verfahren der eingangs genannten Art vorgesehen, dass sich der C-Bogen zur Aufnahme der zweidimensionalen Projektionsbilder, anhand welcher eine dreidimensionale Bildrekonstruktion erfolgt, innerhalb der Zeitspanne, während der sich ein Kontrastmittel im Untersuchungsobjekt befindet, wenigstens einmal um wenigstens 180° zuzüglich des Strahlungsfächerwinkels um das Untersuchungsobjekt dreht.

[0005] Die Erfindung schlägt vor, dass sich der C-Bogen um einen großen Winkelbereich, nämlich um wenigstens 180° plus Strahlungsfächerwinkel um das Untersuchungsobjekt dreht, so dass theoretisch ein die Rekonstruktion ermöglichender vollständiger Datensatz gemäß den Rekonstruktionsregeln, wie sie aus der Computertomographie bekannt sind, gewonnen werden kann. Dies kann durch eine hinreichend hohe Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogens erreicht werden, wobei der C-Bogen wenigstens mit einer Geschwindigkeit von 30°/s drehen sollte. Höhere Rotationsgeschwindigkeiten von z. B. 60°/s oder mehr sind jedoch wünschenswert. Alternativ oder zusätzlich kann dies auch durch eine modifizierte Gabe des Kontrastmittels erreicht werden. Das Kontrastmittel, das in der Regel arteriell zuge-

führt wird, da es in diesem Fall unmittelbar nach seiner Gabe in den Herzkranzgefäßen vorliegt (anders als bei venöser Zufuhr, wo es zunächst in die Lunge und dann erst in das Herz gelangt), sollte dabei derart zugeführt werden, dass sich eine Verweilzeit von wenigstens 4 s, insbesondere von wenigstens 5 s im Untersuchungsbereich ergibt. Längere Verweilzeiten sind ebenfalls wünschenswert, z. B. 6 oder 7 Sekunden. Durch Änderung der Kontrastmittelmenge und/oder der Injektionsgeschwindigkeit kann man also auch deutlich längere Verweilzeiten des Kontrastmittels in den Arterien und den Ventrikeln erreichen, so dass bei hinreichend hoher Rotationsgeschwindigkeit der C-Bogen ein oder mehrmals hin- und herschwenken kann und der Winkelbereich von 180° plus Strahlungsfächerwinkel mehrfach durchfahren werden kann. Daneben besteht natürlich die Möglichkeit, auch zwei- oder mehrmals Kontrastmittel zu verabreichen, um so die Verweilzeit zu verlängern. Je länger die Verweilzeit, desto mehr Herzzyklen werden während der Kontrastmittelpresenz durchlaufen und desto mehr gleichphasige Projektionen werden erhalten. Da bei einer Drehung um wenigstens 180° plus Strahlungsfächerwinkel der Untersuchungsbereich einmal aus jeder Richtung durchstrahlt wird liegt dann ein hinreichend großer Datensatz vor, der eine aussagekräftige 3D-Rekonstruktion des Untersuchungsobjekts, also z. B. der Herzkranzgefäße und des Herzens in unterschiedlichen Herzphasen und damit Stellungen zulässt.

[0006] Dabei sollte die Aufnahme der Projektionsbilder während der Bewegung des C-Bogens um das Untersuchungsobjekt mit einer Bildrate von wenigstens 20 Bildern/s, insbesondere von wenigstens 25 Bildern/s erfolgen. Man erhält dann also z. B. bei einer angenommenen Kontrastmittelverweilzeit von 6 s bei einer Bildrate von 25 Bildern/s 150 Projektionen während des Umlaufs des C-Bogens, verteilt auf den von diesem abgetasteten Winkelbereich. Die jeweiligen Parameter können gegebenenfalls auch unter den angegebenen Mindestgrenzen liegen, solange hinreichend viele Projektionen während der Kontrastmittelverweilzeit erhalten werden. Je höher die Bildrate bzw. die Drehgeschwindigkeit desto besser.

[0007] Um eine exakte Zuordnung der einzelnen zweidimensionalen Projektionsbilder zu dem jeweiligen Herzzyklus und dort zur jeweiligen Herzphase zu ermöglichen hat es sich als vorteilhaft erwiesen, wenn parallel zur Aufnahme der Projektionsbilder ein EKG zur Ermöglichung einer Zuordnung eines Projektionsbilds zu einer Bewegungsphase des Untersuchungsobjekts, hier also des Herzens aufgenommen wird. Es erfolgt hier eine EKG-getriggerte Herzrekonstruktion. Anhand des EKG's lässt sich exakt bestimmen, in welcher Herzphase eine bestimmte Projektion aufgenommen wurde, was für die Auswahl der relevanten Projektionen, die im Rahmen der 3D-Rekonstruktion je nach der gewünschten darzustellenden Herzphase benötigt werden, vorteilhaft ist.

[0008] Weiterhin kann vorgesehen sein, dass zur dreidimensionalen Rekonstruktion ausschließlich in der Herzdiastole aufgenommene Projektionsbilder verwendet werden. Nach dieser Erfindungsausgestaltung nutzt man vorteilhaft aus, dass sich das Herz (Ventrikel, Myokardwand) in der relativ langen Diastole, also der Ruhephase des Herzens, nur sehr wenig bewegt. Bei einer Dauer eines Herzschlages von 800 ms bis 1 s beträgt die Diastole bzw. die Ruhephase ca. 500 ms. Für spezielle Untersuchungen ist aber auch eine Auswertung der Systolen-Projektionen denkbar.

[0009] Hinsichtlich der der Bildaufnahme nachfolgenden Rekonstruktion sind zwei verschiedene Verfahren denkbar. Gemäß der ersten Erfindungsausgestaltung ist hierzu vorgesehen, dass im Rahmen der Rekonstruktion zu einer im

EKG definierten Bewegungsphase die in den unterschiedlichen Herzbewegungszyklen aufgenommenen Projektionsbilder verwendet werden, wobei die für einen vollständigen, für die Rekonstruktion erforderlichen Satz an Projektionsbildern fehlenden Projektionsbilder rechnerisch durch Interpolation ermittelt werden.

[0010] Nach dieser Erfindungsausgestaltung werden also aus der Gesamtheit aller Projektionsbilder ausschließlich die Projektionen ausgewählt, die exakt zur jeweils gleichen Herzphase innerhalb der mehreren Herzzyklen, die im Rahmen der Aufnahme abliefen, aufgenommen wurden. Da nicht zu allen Winkelpositionen gleichphasige Projektionen zur Verfügung stehen ist es erforderlich, zusätzlich zu den zur gegebenen Herzphase in den unterschiedlichen Herzzyklen gemessenen Projektionen die für den vollständigen Datensatz fehlenden Projektionen durch Interpolation bezüglich des jeweiligen Winkels zu ergänzen.

[0011] Eine Verfahrensalternative sieht vor, dass alle innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne ΔT in einem Herzzyklus gemessenen Projektionen verwendet werden, wobei die für einen vollständigen, für die Rekonstruktion erforderlichen Satz an Projektionsbildern fehlenden Projektionsbilder rechnerisch durch Interpolation ermittelt werden. Da das Herz in der Diastole einen quasi stationären Zustand für die Dauer der Diastole einnimmt, können die in diesem Zeitraum ΔT aufgenommenen Projektionen, die alle die im Wesentlichen gleiche Herzphase zeigen, verwendet werden. Die Zwischenwinkelbereiche, in denen dann keine Projektionen vorliegen, weil sie außerhalb der Zeitspanne ΔT liegen, werden durch Interpolation gefüllt. Hier muss weniger interpoliert werden als bei der vorherigen Variante.

[0012] Eine alternative Rekonstruktionsmethode sieht demgegenüber vor, dass im Rahmen der Rekonstruktion zu einer im EKG definierten Bewegungsphase aus der Schar an Projektionsbildern diejenigen innerhalb eines vorbestimmten Projektionswinkelbereichs liegenden Projektionsbilder verwendet werden, deren zeitlicher Abstand zur definierten Bewegungsphase minimal ist, wobei der Gesamtdrehwinkel des C-Bogens in äquidistante Projektionswinkelbereiche unterteilt ist und zu jedem Projektionswinkelbereich die entsprechenden Projektionsbilder gewählt werden.

[0013] Bei dieser Erfindungsausgestaltung werden zur Rekonstruktion also ausschließlich aufgenommene Projektionsbilder verwendet, eine rechnerische Interpolation erfolgt hier nicht. Da allerdings zur jeweils gewünschten Herzphase nicht zu jedem Projektionswinkelbereich ein Projektionsbild bzw. entsprechende Projektionsbilder vorliegen, wird hier der entsprechende Projektionswinkelbereich und die darin liegenden Projektionen herangezogen, der bzw. die zeitlich den geringen Abstand zur gewünschten Herzphase, wie sie im EKG definiert wird, besitzen. Zur Rekonstruktion werden dann die innerhalb des Projektionswinkelbereichs aufgenommenen Projektionen herangezogen.

[0014] Da diese Projektionswinkelbereiche bzw. deren Projektionsbilder im allgemeinen nicht exakt zur gewünschten Herzphase gemessen wurden ergibt sich eine zeitliche Unschärfe beim Übergang benachbarter Projektionswinkelbereiche. Um diese Unschärfe bzw. bewegungsbedingte Unstetigkeit im Projektionsbilderdatensatz zu vermeiden ist es zweckmäßig, wenn die Projektionswinkelbereiche zur Vermeidung dieser bewegungsbedingten Unstetigkeiten überlappt werden und eine gewichtete Überlagerung erfolgt.

[0015] Um die mechanische Instabilität von C-Bogengeräten zu berücksichtigen können weiterhin die gleichen Verfahren wie bei der bekannten 3D-Angiographie-Rekonstruktion, wie sie zur Darstellung unbewegter Untersuchungsobjekte wie z. B. des Gehirns verwendet werden, genutzt werden. Dies kann z. B. die Online-Messung mit ge-

eigneten Markern (pose determination system) sein, oder aber eine Berücksichtigung von durch Kalibrierung gewonnener Geometriedaten im Rahmen der Rekonstruktion.

[0016] Von Vorteil ist es ferner, wenn ein Biplan-C-Bogen verwendet wird, also ein C-Bogensystem mit zwei in der Regel orthogonal zueinander stehenden C-Bögen, von denen jeder eine Strahlungsquelle und einen Strahlungsempfänger gleich welcher Art (also z. B. ein Röntgenbildverstärker oder ein Festkörperdetektor) besitzt.

[0017] Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren betrifft die Erfindung ferner eine medizinische Untersuchungseinrichtung, die zur Durchführung dieses Verfahrens geeignet ist.

[0018] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

[0019] Fig. 1 eine Prinzipskizze einer medizinischen Untersuchungseinrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0020] Fig. 2 eine Darstellung einer ersten Rekonstruktionsmethode,

[0021] Fig. 3 eine Darstellung einer zweiten Rekonstruktionsmethode, und

[0022] Fig. 4 eine Prinzipskizze zur Darstellung einer dritten Rekonstruktionsmethode.

[0023] Fig. 1 zeigt eine erfindungsgemäße medizinische Untersuchungseinrichtung 1, umfassend eine Patientenliege 2, auf der im gezeigten Ausführungsbeispiel ein Patient 3, dessen Herz 4 zu untersuchen ist, liegt. Zur Untersuchung ist ein C-Bogen 5 mit einer Strahlungsquelle 6 und einem Strahlungsempfänger 7 vorgesehen, der um die Achse A drehbar ist, wie durch den Pfeil I angedeutet. Bei dieser Drehung drehen sich die Strahlungsquelle 6 und der Strahlungsempfänger 7 um den Untersuchungsbereich, hier also das Herz 4.

[0024] Dem Patienten wird über ein Kontrastmittelgerät 8 Kontrastmittel über eine Kontrastmittelleitung 9 zugeführt. Dieses Kontrastmittel wird zweckmäßigerweise arteriell zugeführt, so dass es unmittelbar nach seiner Zufuhr bereits im Bereich des Herzens 4 ist und noch in hinreichender Konzentration vorliegt. Ferner ist ein EKG-Gerät 10 vorgesehen, mittels dem ein EKG aufgenommen werden kann.

[0025] Zur Untersuchung dreht nun der C-Bogen 5 während der Zeit, in der das Kontrastmittel im Untersuchungsbereich ist, um die Achse A. Dabei ist die Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogens sowie die Zufuhr des Kontrastmittels derart eingestellt bzw. gewählt, dass sich der C-Bogen während des Vorhandenseins des Kontrastmittels um wenigstens 180° zuzüglich des Strahlenfächerwinkels, also des Fächerwinkels, mit welchem sich der von der Strahlungsquelle 6 zum Strahlungsempfänger 7 laufende Röntgenstrahl aufweitet, um das Herz 4 dreht. Der Drehwinkel 180° plus Strahlungsfächerwinkel ist der Mindestdrehwinkel, der durchlaufen werden muss, solange das Kontrastmittel im Untersuchungsbereich ist, damit ein vollständiger Projektionsbilderdatensatz vorliegt, anhand dem eine 3D-Rekonstruktion erfolgen kann. Selbstverständlich ist es auch möglich, durch entsprechende Wahl der Drehgeschwindigkeit und Kontrastmittelzufuhr den Winkelbereich von 180° und Flächenwinkel mehrfach durch Hin- und Herdrehen des C-Bogens abzutasten und damit eine sehr große Anzahl an Projektionen bzw. mehreren Projektionssätzen aufzunehmen. Zweckmäßig ist hierbei auch die Verwendung eines Biplan-C-Bogens, also eines Systems, mit zwei orthogonal zueinander stehenden C-Bögen, die jeweils eine Strahlungsquelle und einen Strahlungsempfänger tragen, und die folglich jeweils den doppelten Winkelbereich abtasten.

[0026] Während der Drehung werden kontinuierlich Bilder mit einer möglichst hohen Bildrate aufgenommen. Die Bildrate sollte wenigstens 20, vorzugsweise 25 Bilder/s oder mehr betragen.

[0027] Für das nachfolgend erläuterte Beispiel wird von folgenden exemplarisch gewählten Parametern ausgegangen:

Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogens: 40°/s

Kontrastmittelverweildauer: 6 s

Bildrate: 25 Bilder/s.

[0028] Bei einer Rotationsgeschwindigkeit von 40°/s und einer Kontrastmittelverweilzeit von 6 s dreht der C-Bogen während der Kontrastmittelverweilzeit um insgesamt 240°. Dies entspricht im Wesentlichen 180° plus dem Strahlenflächenwinkel. Bei einer Bildrate von 25 Bildern/s erhält man innerhalb dieses Winkelbereichs insgesamt 150 Projektionsbilder. Bei einer angenommenen Herzfrequenz von 1 Hz stehen also pro Herzzyklus 25 Projektionen zur Verfügung. Die zeitliche Auflösung kann also bis zu 40 ms betragen (1 s/25).

[0029] Für die Rekonstruktion einer Herzphase (also eines Zeitpunkts oder Zeitraum während einer Herzperiode, in dem das Herz quasi ruht) stehen bei der gegebenen Herzfrequenz und der Verweilzeit des Kontrastmittels insgesamt 6 Projektionen aus 6 unterschiedlichen Winkeln zur Verfügung. Wird ein Biplan-C-Bogen verwendet so stehen insgesamt 12 Projektionen zur Verfügung.

[0030] Weiterhin wird für die Rekonstruktion ausgenutzt, dass sich das Herz (Ventrikel, Myokardwand) in der relativ langen Diastole (ca. halber Herzzyklus) nur sehr wenig bewegt. Beträgt bei einer angenommenen Herzfrequenz von 1 Hz folglich die Diastole ca. 500 ms, so stehen also pro Herzzyklus in der Diastole ca. 12 Projektionen zur Verfügung. Bei 6 Herzzyklen (6 Sekunden Kontrastmittelverweildauer) also ca. 72 Projektionen aus unterschiedlichen Winkeln.

[0031] Diese Projektionen werden nun zur dreidimensionalen Rekonstruktion des Herzens verwendet.

[0032] Fig. 2 zeigt in Form einer Prinzipdarstellung eine Rekonstruktionsmethode einer ersten Ausführungsform.

[0033] Gezeigt ist linksseitig das Rekonstruktionsvolumen, welches im Winkelbereich 0°–180° plus β (β = Strahlungsfächerwinkel) mit Projektionen gefüllt werden muss. Rechts oben ist der Verlauf des EKG anhand der Kurve II dargestellt. Im darunter liegenden Diagramm ist der jeweilige Projektionswinkel längs der Ordinate über die Zeit als Abszisse aufgetragen. Da bei einer Rotation des C-Bogens um 180° zuzüglich Strahlungsfächerwinkel das Herz aus jeder Richtung einmal durchstrahlt wird, ergibt sich die gezeigte Dreieckskurve III.

[0034] Innerhalb der EKG-Kurve II wurde eine bestimmte Herzphase zur Darstellung ausgewählt, die im Zeitpunkt T_0 liegt. Die EKG-Kurve II sowie die Kurve III sind einander zeitbezogen zugeordnet, so dass die Projektionen, die zum jeweiligen Zeitpunkt aufgenommen wurden, einer bestimmten Herzphase zugeordnet werden können.

[0035] Im gezeigten Ausführungsbeispiel wurden insgesamt 6 Herzzyklen während des C-Bogenumlaufs aufgenommen. Innerhalb jedes Herzzyklus gibt es eine darzustellende Herzphase T_0 und zu dieser jeweils eine bestimmte Projektion. Diese hier insgesamt 6 Projektionen liegen bei bestimmten Winkeln, wie sich in dem links dargestellten Projektionsbildvolumen zeigt.

[0036] Sämtliche dieser 6 Projektionen wurden exakt zur gleichen Herzphase T_0 gemessen. Die für die Rekonstruktion erforderlichen weiteren Projektionen, die zur Bildung eines vollständigen Projektionsbildersatzes, der zur Rekonstruktion erforderlich ist, benötigt werden und die in dem in

Fig. 2 gezeigten Volumen noch fehlen werden nach dieser Rekonstruktionsmethode durch Interpolation erzeugt, das heißt, sie werden rechnerisch ermittelt. Diese Rekonstruktionsmethode geht also von phasengleichen Projektionen aus, fehlende Projektionen werden durch Interpolation bestimmt.

[0037] Fig. 3 zeigt eine zweite Erfindungsalternative. Hier wird eine Zeitspanne ΔT bestimmt, die hier innerhalb der Diastole liegt und weitgehend der Diastolendauer entspricht. Während der Diastole ist das Herz quasi-stabil, d. h. es ruht und ändert seine Form bzw. Phase fast nicht. Zur Rekonstruktion werden nun alle innerhalb der Zeitspanne ΔT aufgenommenen Projektionen verwendet, die das Herz – da im Wesentlichen ruhend – in derselben Phase aus unterschiedlichen Projektionswinkeln zeigen. Die während eines Herzzyklus innerhalb ΔT aufgenommenen Projektionen liegen innerhalb eines bestimmten Winkelbereichs, die jeweiligen Winkelbereiche bzw. deren Projektionen werden in das Projektionsvolumen übernommen. Die zwischen den Winkelbereichen liegenden, nicht mit aufgenommenen Projektionen gefüllten Zwischenwinkelbereiche werden zur Rekonstruktion interpoliert. Bei dieser Verfahrensvariante muss über einen kleineren Winkelbereich interpoliert werden als bei der bezüglich Fig. 2 beschriebenen Vorgehensweise.

[0038] Demgegenüber zeigt Fig. 4 eine zweite Rekonstruktionsmethode. Bei dieser wird das Rekonstruktionsvolumen anhand äquidistanter Projektionswinkelbereiche gefüllt, deren zeitlicher Abstand zur gewünschten Herzphase minimal ist. Die gewünschte Herzphase ist auch hier wieder mit T_0 gekennzeichnet. Ein Projektionswinkelbereich beträgt beispielsweise 30°. Soll nun beispielsweise das Projektionsbildvolumen mit den Projektionswinkelbereich 0°–30° betreffenden Projektionen gefüllt werden, so werden aus der gesamten Projektionsbilderschar diejenigen Projektionen, die innerhalb des Winkelbereichs 0°–30° aufgenommen wurden, gewählt, die zeitlich am nächsten zur gewünschten Herzphase T_0 liegen. Entsprechend wird dann der zweite Projektionswinkelbereich 30°–60° etc. gefüllt. Zweckmäßig ist es dabei, wenn die Projektionswinkelbereiche einander überlappen, um so an den Übergangsbereichen Unschärfen und Unstetigkeiten zu vermeiden. Dabei ist darauf zu achten, dass die Winkelbereiche stets so gewählt werden, dass sie innerhalb der Diastole liegen, da Projektionsbilder, die in der Systole, also der Arbeitsphase des Herzens aufgenommen wurden, zur Rekonstruktion nicht herangezogen werden sollen. Je feiner die Bereiche sind umso besser ist weiterhin die zeitliche Auflösung.

[0039] Es ist abschließend darauf hinzuweisen, dass die zu den beschriebenen Beispielen genannten Parameter nur beispielhaft und keinesfalls beschränkend sind. Die Bildrate kann höher oder niedriger sein, auch die Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogens kann größer oder kleiner sein. Es muss lediglich gewährleistet sein, dass innerhalb der Kontrastmittelverweilzeit der angegebene Winkelbereich von 180° plus Fächerwinkel abgefahren werden kann. Denkbar ist neben einer arteriellen Kontrastmittelzufuhr, die man bevorzugt deshalb wählt, um einen hohen Bildkontrast zu erzielen, auch eine venöse Zugabe, bei der von Haus aus eine beachtlich lange Verweilzeit gegeben ist, sofern man eine hinreichende Kontrastmittelkonzentration für einen ausreichenden Bildkontrast erzielt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung eines sich bewegenden Untersuchungsobjekts, insbesondere zur Herzbildgebung, mit einer Untersuchungseinrichtung, umfassend wenigstens einen C-Bogen mit einer

Strahlungsquelle und einem Strahlungsempfänger, wobei sich der C-Bogen zur Aufnahme von zweidimensionalen Projektionsbildern, anhand welcher eine dreidimensionale Bildrekonstruktion erfolgt, innerhalb der Zeitspanne, während der sich ein Kontrastmittel im Untersuchungsobjekt befindet, wenigstens einmal um wenigstens 180° zuzüglich des Strahlungsfächerwinkels um das Untersuchungsobjekt dreht.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der C-Bogen um mit einer Geschwindigkeit von wenigstens $30^\circ/\text{s}$ dreht.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Kontrastmittel derart zugeführt wird, dass sich eine Verweilzeit von wenigstens 4 s, insbesondere von wenigstens 5 s im Untersuchungsbereich ergibt.

4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufnahme der Projektionsbilder während der Bewegung des C-Bogens um das Untersuchungsobjekt mit einer Bildrate von wenigstens 20 Bildern/s, insbesondere von wenigstens 25 Bildern/s erfolgt.

5. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass parallel zur Aufnahme der Projektionsbilder ein EKG zur Ermöglichung einer Zuordnung eines Projektionsbilds zu einer Bewegungsphase des Herzens aufgenommen wird.

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zur dreidimensionalen Rekonstruktion ausschließlich in der Herz-Diastole aufgenommene Projektionsbilder verwendet werden.

7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass im Rahmen der Rekonstruktion zu einer im EKG definierten Bewegungsphase die in den unterschiedlichen Herzbewegungszyklen aufgenommenen Projektionsbilder verwendet werden, wobei die für einen vollständigen, für die Rekonstruktion erforderlichen Satz an Projektionsbildern fehlenden Projektionsbilder rechnerisch durch Interpolation ermittelt werden.

8. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass alle innerhalb einer vorgegebenen Zeitspanne ΔT in einem Herzzyklus gemessene Projektionen verwendet werden, wobei die für einen vollständigen, für die Rekonstruktion erforderlichen Satz an Projektionsbildern fehlenden Projektionsbilder rechnerisch durch Interpolation ermittelt werden.

9. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, dass im Rahmen der Rekonstruktion zu einer im EKG definierten Bewegungsphase aus der Schar an Projektionsbildern diejenigen innerhalb eines vorbestimmten Projektionswinkelbereich liegenden Projektionsbilder verwendet werden, deren zeitlicher Abstand zur definierten Bewegungsphase minimal ist, wobei der Gesamtdrehwinkel des C-Bogens in äquidistante Projektionswinkelbereiche unterteilt ist und zu jedem Projektionswinkelbereich die entsprechenden Projektionsbilder gewählt werden.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Projektionswinkelbereiche zur Vermeidung bewegungsbedingter Unstetigkeiten überlappt werden.

11. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Biplan-C-Bogen verwendet wird.

12. Medizinische Untersuchungseinrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche

che 1 bis 11.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

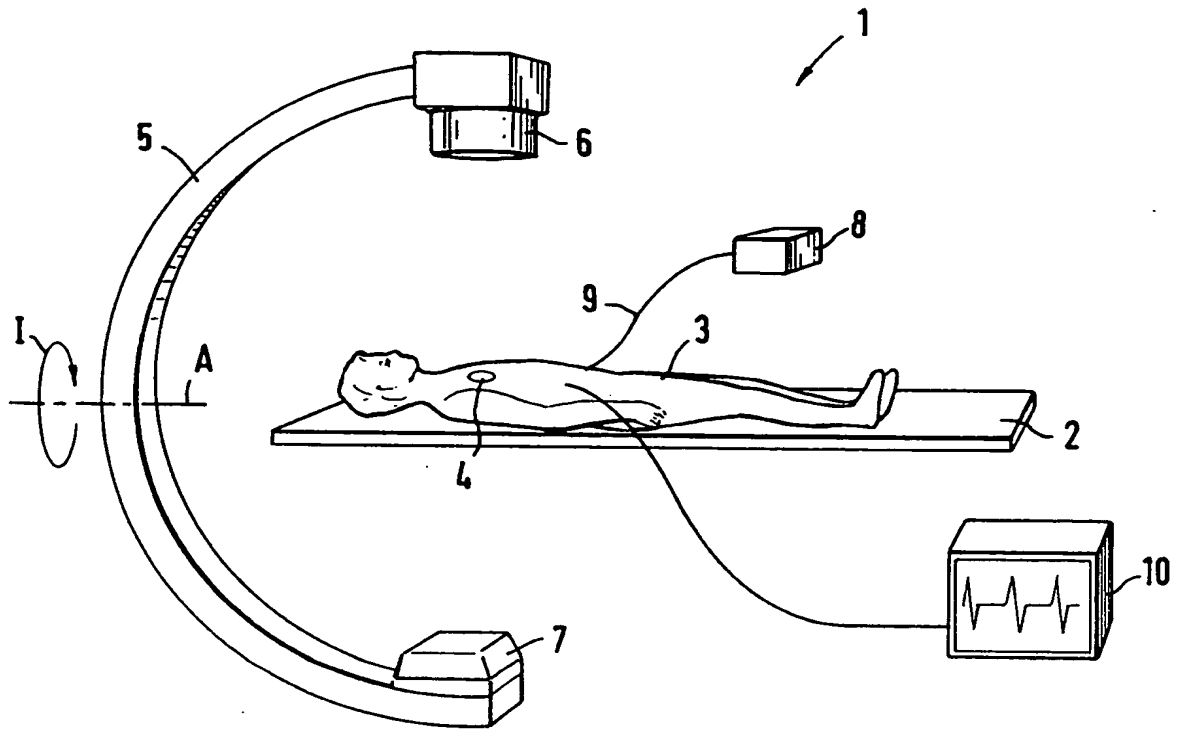


FIG. 1

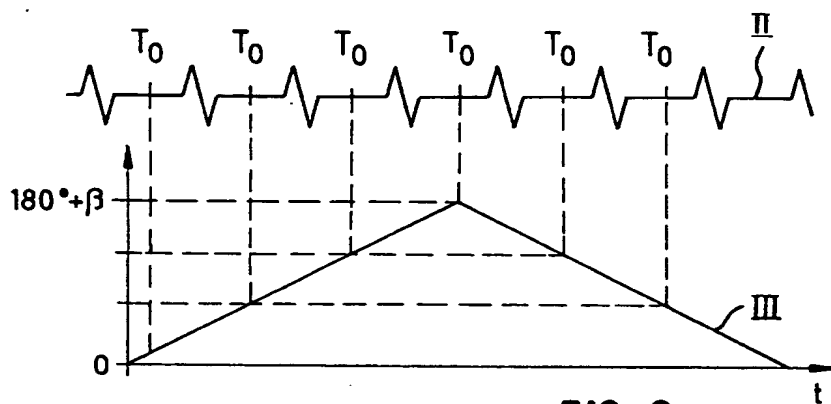
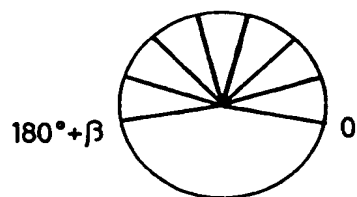


FIG. 2

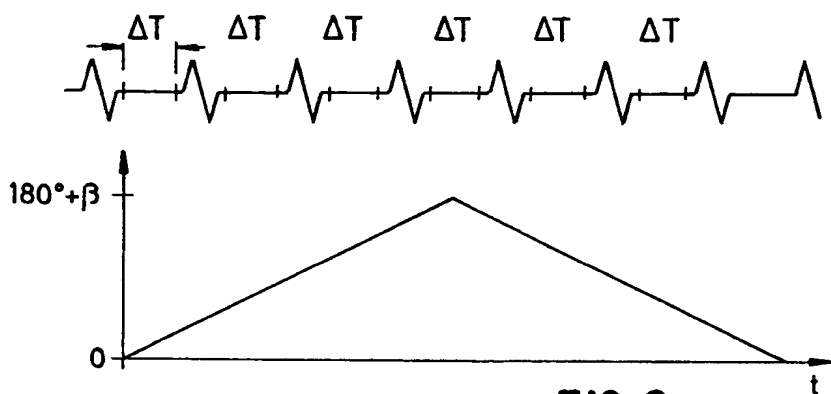
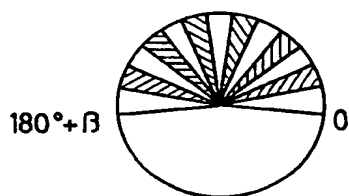


FIG. 3

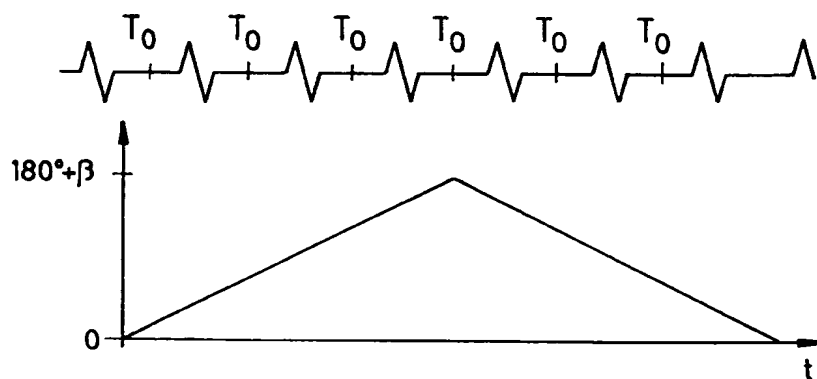
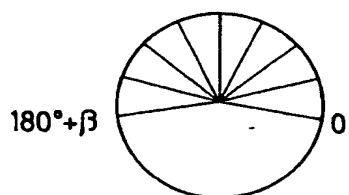


FIG. 4